



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

REC'D 06 DEC 2004

WIPO

PCT

PCT/1804/52567

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104581.8

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk

BEST AVAILABLE COPY



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Anmeldung Nr:
Application no.: 03104581.8
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 08.12.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

COMPUTERTOMOGRAPHIE-VERFAHREN FÜR SICH PERIODISCH BEWEGENDE OBJEKTE

In Anspruch genomene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B6/03

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Computertomographie-Verfahren für sich periodisch bewegende Objekte

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein Herz, von einem Strahlenbündel durchstrahlt wird. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens sowie auf ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art wird der räumliche Verlauf der Absorption bzw. der Schwächung der Strahlung in dem sich periodisch bewegendem Objekt aus Messwerten, die mit einer Detektoreinheit akquiriert werden, rekonstruiert. Dabei führt die periodische Bewegung des Objekts dazu, dass die Messwerte Informationen aus unterschiedlichen Objektzuständen enthalten, was wiederum zu Bewegungsartefakten im rekonstruierten Datensatz führt.

Um diese Bewegungsartefakte zu reduzieren, werden in bekannten Verfahren während der Akquisition der Messwerte von der Bewegung des Objekts abhängige Bewegungssignale, bspw. ein Elektrokardiogramm, aufgezeichnet, so dass jedem Messwert ein Bewegungssignal zugeordnet werden kann. Zur Rekonstruktion werden dann nur Messwerte verwendet, denen gleiche oder sich nur wenig unterscheidende Bewegungssignale zugeordnet sind.

Nachteilig ist bei diesem Verfahren, dass gleiche Bewegungssignale in der Regel nicht gleichen Objektzuständen entsprechen. Den zur Rekonstruktion verwendeten Messwerten sind zwar im wesentlichen gleiche Bewegungssignale zugeordnet, dies bedeutet aber nicht, dass ihnen auch im wesentlichen gleiche Objektzustände zugeordnet sind. Daher führt auch die oben beschriebene Auswahl der zur Rekonstruktion verwendeten Messwerte zu stark ausgeprägten Bewegungsartefakten.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Computertomographie-Verfahren, einen

Computertomographen und ein Computerprogramm anzugeben, bei denen diese Bewegungsartefakte weniger ausgeprägt sind.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
 - b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse umfasst,
 - 10 c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Objekts abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung, wobei jedem Messwert und dem den jeweiligen Messwert verursachenden Strahl ein Akquisitionszeitpunkt zugeordnet ist,
 - d) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals mit 15 einer Bewegungserfassungseinrichtung und Ermitteln von Perioden der periodischen Bewegung mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals,
 - e) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Objekts aus den Messwerten, wobei nur Messwerte verwendet werden, deren Akquisitionszeitpunkte innerhalb der Perioden ($T_1 \dots T_7$) in Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) liegen, 20 die so bestimmt werden, dass ein Ähnlichkeitsmaß angewandt auf Zwischenbilder eines selben Teilbereichs (23; 25) des Objekts minimiert ist, wobei unterschiedliche Zwischenbilder mit Messwerten aus Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) aus unterschiedlichen Perioden ($T_1 \dots T_7$) rekonstruiert werden.
- 25 Es werden also Zwischenbilder ein und desselben Teilbereichs mit Messwerten aus Zeitintervallen aus unterschiedlichen Perioden rekonstruiert. Das heißt, jedem Zwischenbild kann jeweils genau eine Periode zugeordnet werden. Die Zeitintervalle in den einzelnen Perioden werden nun so angepasst, dass nach einer Rekonstruktion der Zwischenbilder mit den angepassten Zeitintervallen ein Ähnlichkeitsmaß angewandt auf 30 die Zwischenbilder desselben Teilbereichs minimiert ist. Dieses Verfahren kann auf einen, mehrere oder alle Teilbereiche des Objekts, die mit Messwerten aus Zeitintervallen aus unterschiedlichen Perioden rekonstruierbar sind, angewendet werden. Schließlich wird ein

Computertomographie-Bild rekonstruiert, wobei ausschließlich Messwerte aus den angepassten Zeitintervallen verwendet werden.

Die eingangs beschriebenen Bewegungsartefakte treten besonders stark in den Bereichen
5 des rekonstruierten Bildes auf, die mit Messwerten aus Zeitintervallen aus unterschiedlichen Perioden rekonstruiert wurden. Daher ist es besonders in diesen Bereichen wichtig, Messwerte für die Rekonstruktion zu verwenden, die akquiriert worden sind, während sich das Objekt in möglichst gleichen Objektzuständen befand. Dies wird erfindungsgemäß erreicht, indem die entsprechenden Zeitintervalle so bestimmt werden,
10 dass eine mehrmalige Rekonstruktion des jeweiligen Teilbereichs jeweils mit Messwerten aus unterschiedlichen Perioden zu möglichst ähnlichen Bildern führt. Die anschließende Rekonstruktion des Computertomographie-Bildes mit allen Messwerten, die in den derart bestimmten Zeitintervallen liegen, führt zu einem Computertomographie-Bild (CT-Bild) mit im Vergleich zum Stand der Technik weniger ausgeprägten Bewegungsartefakten.

15 Der Begriff „periodische Bewegung“ ist nicht beschränkt auf eine Periodizität im exakten Sinne, d.h. er ist nicht beschränkt auf Bewegungen, bei denen sich Objektzustände regelmäßig exakt wiederholen, d.h. exakt gleiche Objektzustände zu exakt äquidistanten Zeitpunkten auftreten. Eine periodische Bewegung im Rahmen der Erfindung umfasst
20 insbesondere Bewegungen, die von einer mathematischen Exaktheit abweichen, wie es bei sich periodisch bewegenden Körperorganen, bspw. dem Herz, bekanntlich der Fall ist. Das heißt, es werden ähnliche, im wesentlichen gleiche Objektzustände zu Zeitpunkten durchlaufen, die in der Regel im wesentlichen äquidistant sind.

25 Teilbereich im Sinne des Anspruch 1 kann auch ein zu rekonstruierender Bereich sein, der das gesamte Objekt oder nur ein Teil des Objekts umfasst.

Die Ansprüche 2 und 3 beschreiben Verfahren, in denen zwei zeitlich aufeinanderfolgende Perioden jeweils ein Periodenpaar bilden und ein erstes Zwischenbild eines Teilbereichs
30 ausschließlich mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall der früheren Periode eines Periodenpaares liegen, und ein zweites Zwischenbild desselben Teilbereichs ausschließlich mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem

- Zeitintervall der späteren Periode liegen, rekonstruiert werden. Die Zwischenbilder werden mit dem Ähnlichkeitsmaß verglichen. Die Rekonstruktion eines der Zwischenbilder wird nun mit veränderten, insbesondere verschobenen Zeitintervallen solange durchgeführt, bis ein von dem Ähnlichkeitsmaß abhängendes Abbruchkriterium erfüllt ist. Dies führt zu
- 5 einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte.

In den Ansprüchen 4 und 5 werden ein Abbruchkriterium und ein Ähnlichkeitsmaß beschrieben, die zu einem rekonstruierten CT-Bild von sehr guter Qualität führen.

- 10 In der Ausgestaltung gemäß Anspruch 6 wird jeder Messwert vor der Rekonstruktion gewichtet, was zu einer weiteren Verbesserung der Bildqualität führt.

- In den Ansprüchen 7 und 8 werden Computertomographie-Verfahren beschrieben, bei denen eine gefilterte Rückprojektion bzw. eine geringere räumliche Auflösung bei der
- 15 Rekonstruktion der Zwischenbilder als bei der Rekonstruktion des CT-Bildes verwendet werden, wodurch der Rechenaufwand reduziert wird.

- Die Ansprüche 9 und 10 beschreiben Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens, die ein Elektrokardiogramm als Bewegungssignal verwenden. Dies führt zu einem CT-Bild
- 20 eines pulsierenden Herzens mit nur wenigen Bewegungsartefakten.

Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 11 beschrieben.

- 25 Anspruch 12 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 11.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren ausführbar ist,
- 5 Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahren,
- Fig. 3 eine schematische Darstellung eines Zusammenhangs zwischen Perioden, Zeitintervallen und rekonstruierten Objektbereichen,
- Fig. 4 ein Ablaufdiagramm einer gefilterten Rückprojektion,
- Fig. 5 eine schematische Perspektivansicht einer helixförmigen Trajektorie, eines
- 10 virtuellen Detektors und mehrerer Strahlenfächer und
- Fig. 6 eine weitere schematische Darstellung eines Zusammenhangs zwischen Perioden, Zeitintervallen und rekonstruierten Objektbereichen.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine

15 parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S

20 erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat. Alternativ könnte auch ein fächerförmiger Strahl verwendet werden.

25

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein periodisch bewegendes Objekt (nicht dargestellt) befindet. Dieses Objekt ist in diesem Ausführungsbeispiel ein pulsierendes Herz, das Eigenbewegungen durchführt und unter Umständen zusätzlich durch Atembewegungen des Patienten hin

30 und her bewegt wird. In anderen Ausführungsformen könnten auch andere sich

periodisch bewegende Körperteile, wie Leber, Gehirn oder Adern oder sich periodisch bewegende technische Objekte durchstrahlt werden.

5 Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detektorelementen umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrixförmig angeordnet sind. Die Detektorspalten verlaufen vorzugsweise parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, in dieser Ausführungsform auf einem Kreisbogen um die
10 Strahlenquelle S (fokus-zentrierter Detektor). In anderen Ausführungsformen können sie aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4. Wenn in anderen Ausführungsformen ein
15 fächerförmiges Strahlenbündel verwendet wird, so könnte die Detektoreinheit auch nur eine einzige Detektorzeile aufweisen.

Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durchmesser des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt
20 bei der Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur
25 Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden. Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.

- Mit Hilfe der Motoren 2 und 5 können die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13 beschreiben, die auf einer imaginären Zylinderoberfläche verläuft. Diese Trajektorie kann bspw. helixförmig verlaufen, wenn beide Motoren im Betrieb sind. Wenn dagegen der Motor 5 für den
- 5 Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13. In diesem Ausführungsbeispiel wird die helixförmige Trajektorie betrachtet.
- 10 Während der Akquisition der Messwerte wird in bekannter Weise die Herzbewegung mittels eines Elektrokardiographen 8 aufgezeichnet. Dazu ist der Brustbereich eines Patienten über Elektroden (nicht dargestellt) mit dem Elektrokardiographen 8 verbunden. Alternativ könnte auch der Puls als die Herzbewegung beschreibendes Bewegungssignal verwendet werden. In anderen Ausführungsformen, insbesondere bei
- 15 anderen beweglichen Objekten, kann die Bewegung des Objektes mit Hilfe anderer Bewegungssignale verfolgt werden. So kann bspw. bei einem technischen Objekt, das durch einen Motor periodisch bewegt wird, ein Signal des Motors als Bewegungssignal verwendet werden.
- 20 In diesem Ausführungsbeispiel wird angenommen, dass der Patient während der Messung nicht atmet. Die Atembewegung kann also vernachlässigt werden. Alternativ könnte die Atembewegung bspw. mit einem verformbaren Bauchgurt, der mit einer Atembewegungsmesseinrichtung verbunden ist, gemessen werden.
- 25 Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einer Rekonstruktionseinheit, insbesondere einem Rekonstruktionscomputer 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine kontaktlos arbeitende Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Außerdem wird das Elektrokardiogramm von dem Elektrokardiographen 8 auf die Rekonstruktionseinheit 10 übertragen. Die
- 30 Rekonstruktionseinheit 10 rekonstruiert die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie, beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder.

Die beiden Motoren 2 und 5, die Rekonstruktionseinheit 10, die Strahlenquelle S, der Elektrokardiograph 8, die Übertragung der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zur Rekonstruktionseinheit 10 und die Übertragung des Elektrokardiogramms vom Elektrokardiographen 8 zur Rekonstruktionseinheit 10 werden von der Steuereinheit 7
5 gesteuert.

In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte und die gemessenen Elektrokardiogramme zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionscomputern zugeführt werden, die die rekonstruierten Daten z.B. über
10 ein Glasfaserkabel an einen Bildverarbeitungscomputer weiterleiten.

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

15 Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist, aber auch variieren kann, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition.

Im Schritt 102 wird der Untersuchungsbereich bzw. das Objekt oder der
20 Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann. Gleichzeitig oder auch schon vor dem Einschalten der Strahlenquelle S wird der Elektrokardiograph 8 aktiviert, so dass zeitgleich ein Elektrokardiogramm 21 (Fig. 3) gemessen wird.

25 In diesem Ausführungsbeispiel bewegt sich die Strahlenquelle S relativ zum Untersuchungsbereich 13 auf einer helixförmigen Trajektorie. Alternativ könnte sich die Strahlenquelle S entlang einer beliebigen, auf einer imaginären Zylinderoberfläche verlaufenden Trajektorie, bspw. entlang einer kreisförmigen Trajektorie, bewegen.

Im Schritt 103 werden mit Hilfe des Elektrokardiogramms 21 Perioden $T_1 \dots T_7$ bestimmt (siehe Fig. 3). Eine Periode ist in diesem Ausführungsbeispiel durch den zeitlichen Abstand zweier benachbarter R-Peaks 27 des Elektrokardiogramms 21 definiert. Des Weiteren wird initial in jeder Periode $T_1 \dots T_7$ ein Zeitintervall $\Delta t_1 \dots \Delta t_7$ festgelegt.

- 5 Obwohl der Index für die Perioden und die Zeitintervalle nur von 1 bis 7 läuft, ist die Anzahl an Perioden und Zeitintervallen natürlich nicht auf diese Anzahl beschränkt. Vielmehr ist das erfindungsgemäße Verfahren mit einer beliebigen Anzahl an Perioden und Zeitintervallen durchführbar.
- 10 Die initiale Festlegung der Zeitintervalle $\Delta t_1 \dots \Delta t_7$ kann auf unterschiedliche Art und Weise erfolgen. Beispielsweise können Zeitintervalle vorgegeben werden, von denen bekannt ist, dass sich das Herz in diesen Zeitintervallen weniger bewegt als in anderen Zeitintervallen. So ist bekannt, dass sich ein menschliches Herz in einem Zeitintervall, das zwischen 65 % und 85 % des Zeitbereiches zwischen zwei benachbarten R-Peaks
- 15 liegt, relativ wenig bewegt.

Alternativ könnte zur initialen Festlegung von Zeitintervallen, in denen sich ein Objekt möglichst wenig bewegt, zunächst ein 4D-Datensatz mit einer geringen Auflösung (z.B. $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ dargestellt durch 64^3 Voxel), bspw. mit Hilfe einer gefilterten

- 20 Rückprojektion, rekonstruiert werden. Der 4D-Datensatz enthält mehrere CT-Bilder des zu rekonstruierenden Bereichs des Objekts (FOV – field of view). Jedes dieser CT-Bilder wurde ausschließlich mit Messwerten rekonstruiert, deren Akquisitionszeitpunkte in Zeitintervallen liegen, die innerhalb der jeweiligen Periode gleich angeordnet sind. Das heißt, das erste CT-Bild ist bspw. ausschließlich mit
- 25 Messwerten rekonstruiert worden, deren Akquisitionszeitpunkte in Zeitintervallen liegen, deren Mittelpunkte an einer mit 5 % RR bezeichneten Stelle innerhalb der jeweiligen Periode angeordnet sind. Das zweite CT-Bild ist bspw. ausschließlich mit Messwerten rekonstruiert worden, deren Akquisitionszeitpunkte in Zeitintervallen liegen, deren Mittelpunkte an einer mit 10 % RR bezeichneten Stelle innerhalb der
- 30 jeweiligen Periode angeordnet sind, und so weiter. Die Zeitintervalle, die die

Akquisitionszeitpunkte der Messwerte enthalten, mit denen die jeweiligen CT-Bilder rekonstruiert worden sind, können also z.B. um 5 % RR in der jeweiligen Periode zueinander versetzt angeordnet sein. Der Ausdruck „ x % RR“ bezeichnet hierbei einen Phasenpunkt an der Stelle $t = t_R + 0.01x\Delta t_{RR}$, wobei t_R der Zeitpunkt des ersten R-Peaks der jeweiligen Periode und Δt_{RR} der zeitliche Abstand der beiden R-Peaks der jeweiligen Periode ist. Jedem CT-Bild ist also ein Phasenpunkt zugeordnet. Als nächstes könnten dann CT-Bilder mit benachbarten Phasenpunkten (bspw. 5 % RR und 10 % RR) miteinander verglichen werden. Dazu könnten z.B. absolute Differenzen von sich entsprechenden Voxeln der CT-Bilder mit benachbarten Phasenpunkten gebildet und aufaddiert werden, wobei die CT-Bilder umso ähnlicher sind, je kleiner die resultierende Summe ist. Umso ähnlicher sich zwei derart verglichene CT-Bilder sind, desto weniger hat sich das Objekt zwischen den entsprechenden Phasenpunkten bewegt. Daher könnten die Zeitintervalle initial in die Bereiche einer Periode gesetzt werden, in denen zwei CT-Bilder mit benachbarten Phasenpunkten möglichst ähnlich sind. Sind bspw. die CT-Bilder mit den Phasenpunkten 70 % RR bzw. 75 % RR am ähnlichsten, so könnte in jeder Periode das jeweilige Zeitintervall zwischen 70 % und 75 % RR liegen.

Außerdem wird im Schritt 103 in jedem initial festgelegten Zeitintervall eine Wichtungsfunktion 22 definiert. Die Wichtungsfunktion dient zum Wichten jedes Messwertes in einem Zeitintervall, bevor er zur Rekonstruktion des Objekts herangezogen wird. Die Wichtungsfunktion verläuft bevorzugt so, dass Messwerte ein umso größeres Gewicht erhalten, je mehr sie in der Mitte des jeweiligen Zeitintervalls angeordnet sind.

25

Die Wichtungsfunktion könnte aber auch so gestaltet sein, dass Messwerte, die in einem Zeitintervall liegen, mit 1 und Messwerte, die außerhalb der Zeitintervalle liegen, mit 0 multipliziert werden.

Im Schritt 104 werden benachbarte Perioden betrachtet. Beim ersten Durchführen des Schrittes 104 wird zunächst das zeitlich erste Zeitintervall Δt_1 von den im Schritt 103 initial festgelegten Zeitintervallen bestimmt, in dem Akquisitionszeitpunkte von Messwerten liegen, deren entsprechende Strahlen den zu rekonstruierenden Teil des Objekts durchstrahlt haben. Die Periode T_1 , in der das zeitlich erste Zeitintervall Δt_1 liegt, und die nachfolgende Periode T_2 bilden das erste Periodenpaar. Bei der nächsten Durchführung des Schrittes 104 würde das zweite Periodenpaar aus der zeitlich zweiten T_2 und der zeitlich dritten Periode T_3 gebildet werden und so weiter. Auf diese Art wird bei jedem Durchlauf des Schrittes 104 der zeitlichen Reihenfolge entsprechend jeweils ein Periodenpaar mit zeitlich benachbarten Perioden gebildet.

Im Folgenden werden die Perioden eines Periodenpaares und die entsprechenden Zeitintervalle mit T_1 , T_2 bzw. Δt_1 , Δt_2 bezeichnet. Diese Bezugszeichen dienen im Zusammenhang mit Fig. 3 zur Veranschaulichung der folgenden Schritte und bedeuten natürlich nicht, dass die folgenden Schritte nur auf die zeitlich ersten beiden Perioden bzw. Zeitintervalle beschränkt sind.

Des Weiteren wird im Schritt 104 der Teilbereich 23 des FOV bestimmt, der sowohl von Strahlen durchsetzt worden ist, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall Δt_1 der einen Periode T_1 des Periodenpaares liegen, als auch von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall Δt_2 der anderen Periode T_2 des Periodenpaares liegen. Da die Akquisitionsgeometrie, die Akquisitionszeiten und die initiale Anordnung der Zeitintervalle bekannt sind, kann dieser Teilbereich 23 durch (einfache) geometrische Überlegungen oder Computersimulationen bestimmt werden.

25

Im Schritt 105 wird der im Schritt 104 bestimmte Teilbereich 23 nur mit Messwerten rekonstruiert, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall Δt_1 der einen Periode T_1 des aktuellen Periodenpaares liegen, so dass ein erstes Zwischenbild erzeugt wird. Diese Rekonstruktion kann mit bekannten Rekonstruktionstechniken, wie der gefilterten Rückprojektion oder iterativen Verfahren (z.B. ART - algebraic reconstruction technique),

30

durchgeführt werden, wobei vor der Rekonstruktion die Messwerte, deren Akquisitionszeitpunkte im Zeitintervall Δt_1 liegen, gemäß der Wichtungsfunktion 22 gewichtet werden. Die gefilterte Rückprojektion wird unten im Zusammenhang mit der abschließenden Rekonstruktion des gesamten CT-Bildes ausführlicher erläutert (siehe Fig. 4).

Im Schritt 106 wird ein zweites Zwischenbild des im Schritt 104 bestimmten Teilbereichs 23 nur mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall Δt_2 der anderen Periode T_2 des aktuellen Periodenpaares liegen, rekonstruiert. Auch die Rekonstruktion dieses Zwischenbildes ist nicht auf bestimmte Rekonstruktionsverfahren beschränkt. Des Weiteren werden auch hier die Messwerte vor der Rekonstruktion gemäß der Wichtungsfunktion 22 gewichtet.

Die Rekonstruktion der Zwischenbilder kann mit einer im Vergleich zur späteren abschließenden Rekonstruktion des CT-Bildes deutlich geringeren Auflösung (z. B. 64^3 Voxel für einen zu rekonstruierenden Bereich von $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$) erfolgen.

Ein Vergleich der beiden Zwischenbilder findet im Schritt 107 statt. Dazu wird ein Ähnlichkeitsmaß auf die beiden Zwischenbilder angewendet. Viele Ähnlichkeitsmaße, die zwei Bilder miteinander vergleichen und einen von dem Grad der Ähnlichkeit abhängigen Ähnlichkeitswert liefern, sind bekannt. Erfindungsgemäß ist jedes derartige Ähnlichkeitsmaß anwendbar. Bekannte Ähnlichkeitsmaße verwenden bspw. Differenzen oder Korrelationen. Das Ähnlichkeitsmaß σ kann z.B. durch einen Mittelwert der absoluten Differenzen sich entsprechender Voxel gebildet werden:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_i |V_{1,i} - V_{2,i}| \quad \text{mit} \quad i = 1, \dots, N. \quad (1)$$

Hier ist N die Anzahl der Voxel in einem der Zwischenbilder, $V_{1,i}$ der Bildwert des i -ten Voxels des ersten Zwischenbildes und $V_{2,i}$ der Bildwert des i -ten Voxels des zweiten

Zwischenbildes. Des Weiteren könnte auch die mittlere quadratische Abweichung sich entsprechender Voxel als Ähnlichkeitsmaß verwendet werden:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_i \sqrt{(V_{1,i} - V_{2,i})^2} . \quad \text{mit} \quad i = 1, \dots, N \quad (2)$$

5

Liefert das Ähnlichkeitsmaß einen Ähnlichkeitswert, der kleiner ist als ein vorgegebener Schwellwert, so wird mit Schritt 109 fortgefahren. Ansonsten folgt der Schritt 108.

- 10 Im Schritt 108 wird das Zeitintervall Δt_2 der zeitlich späteren Periode T_2 des Periodenpaares verändert. Es kann verschoben, die Breite des Zeitintervalls kann verkleinert oder vergrößert und/oder der Verlauf der Wichtungsfunktion kann variiert werden. Bspw. kann das Zeitintervall Δt_2 bei jedem Durchlauf des Schrittes 108 in eine Richtung um einen vorgebbaren Zeitabstand verschoben werden. So kann das
- 15 Zeitintervall Δt_2 beim ersten Durchlauf um den einfachen Zeitabstand in Richtung kleinerer Zeiten, beim nächsten Durchlauf um den zweifachen Zeitabstand in Richtung größerer Zeiten, dann um den dreifachen Zeitabstand in Richtung kleinerer Zeiten und so weiter verschoben werden. Wichtig ist, dass bei jedem Durchgang das Zeitintervall Δt_2 und unter Umständen auch die Wichtungsfunktion verändert werden.

20

- Nachdem das Zeitintervall Δt_2 der späteren Periode T_2 des Periodenpaares verändert worden ist, wird im Schritt 106 der im Schritt 104 ermittelte Teilbereich 23 mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem veränderten Zeitintervall Δt_2 liegen, nochmals rekonstruiert. Das resultierende, neue zweite Zwischenbild wird im Schritt
- 25 107 mit Hilfe eines Ähnlichkeitsmaßes mit dem ersten Zwischenbild verglichen. Wenn das Ähnlichkeitsmaß einen Ähnlichkeitswert liefert, der oberhalb des Ähnlichkeitsschwellwertes liegt, so wird das Zeitintervall Δt_2 der späteren Periode T_2 des Periodenpaares im Schritt 108 nochmals verändert. Dieses Zeitintervall Δt_2 wird also solange verändert, bis das Ähnlichkeitsmaß einen Ähnlichkeitswert liefert, der

kleiner ist als der Ähnlichkeitsschwellwert. Dies führt dazu, dass sich die beiden Zwischenbilder nach Erreichen des Ähnlichkeitsschwellwertes relativ ähnlich sind. Das heißt, dass auch die Objektzustände, die durch die beiden Zwischenbilder dargestellt werden, relativ ähnlich sind. Dies führt, wie unten noch näher erläutert wird, zu einer

5 Reduzierung der Bewegungsartefakte in dem abschließend rekonstruierten CT-Bild.

Alternativ könnte im Schritt 106 der im Schritt 104 ermittelte Teilbereich 23 auch mehrmals mit Messwerten aus unterschiedlichen Zeitintervallen Δt_2 der späteren Periode T_2 des Periodenpaares rekonstruiert werden. Die unterschiedlichen

10 Zeitintervalle Δt_2 können in der Nähe des initialen Zeitintervalls, aber leicht versetzt zu diesem angeordnet sein. Die mehreren resultierenden zweiten Zwischenbilder könnten dann im Schritt 107 jeweils mit dem ersten Zwischenbild mit Hilfe des Ähnlichkeitsmaßes verglichen werden, wobei dasjenige zweite Zwischenbild (bzw. dasjenige Zeitintervall Δt_2 der späteren Periode T_2) ausgewählt wird, das zusammen

15 mit dem ersten Zwischenbild zu dem kleinsten Ähnlichkeitswert führt.

Die Erfindung ist nicht beschränkt auf die hier vorgestellte Bestimmung der Zeitintervalle mittels Periodenpaaren. Vielmehr ist erfindungsgemäß jedes Verfahren anstelle der Schritte 104 bis 109 anwendbar, dass die Zeitintervalle in den Perioden so

20 anpasst, dass ein Ähnlichkeitsmaß angewendet auf mehrere Zwischenbilder eines selben Teilbereichs minimiert ist, wobei unterschiedliche Zwischenbilder mit Messwerten aus unterschiedlichen Perioden und aus nur jeweils einer Periode rekonstruiert worden sind. Dazu können alle Teilbereiche bestimmt werden, die mit Messwerten aus unterschiedlichen Perioden rekonstruierbar sind. Da für jede Periode

25 ein Zwischenbild rekonstruiert wird, ist die Anzahl der Zwischenbilder eines Teilbereichs gleich der Anzahl der Perioden, in deren Zeitintervallen Messwerte, mit denen der entsprechende Teilbereich rekonstruierbar ist, liegen. Die Zeitintervalle in den Perioden werden nun solange verändert, bis ein Ähnlichkeitsmaß angewendet auf Zwischenbilder der veränderten Zeitintervalle minimiert ist. Dieses Verfahren kann für

jeden Teilbereich durchgeführt werden, der mit Messwerten aus unterschiedlichen Perioden rekonstruierbar ist.

- Im Schritt 109 wird geprüft, ob bereits alle Perioden, in denen Akquisitionszeitpunkte von Strahlen liegen, die das FOV durchsetzt haben, berücksichtigt wurden. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 104 fortgefahren. Ansonsten folgt der Schritt 110.

- Im Schritt 110 wird ein CT-Bild des gesamten FOV rekonstruiert, wobei die Messwerte zuvor, wenn nicht bereits geschehen, gemäß der jeweiligen Wichtungsfunktion 22 gewichtet werden und wobei nur Messwerte verwendet werden, deren Akquisitionszeitpunkte in den in den Schritten 103 bis 109 ermittelten Zeitintervallen liegen. Da die Zeitintervalle so bestimmt worden sind, dass die Zwischenbilder, die denselben Teilbereich des Objekts darstellen, aber mit Messwerten aus unterschiedlichen Perioden rekonstruiert worden sind, sehr ähnlich sind, sind auch die Objektzustände, die durch diese Zwischenbilder dargestellt werden, sehr ähnlich. Werden nun, wie im Schritt 110, zur Rekonstruktion eines solchen Teilbereiches Messwerte aus unterschiedlichen Perioden verwendet, so sind die Bewegungsartefakte in diesen Teilbereichen im Vergleich zu bekannten Verfahren reduziert.

- Bei der Rekonstruktion sich periodisch bewogender Objekte ist es natürlich vorteilhaft, wenn die zeitliche Auflösung in den CT-Bildern möglichst hoch ist. Eine hohe Auflösung kann dadurch erreicht werden, dass Zeitintervalle in den Perioden gewählt werden, die möglichst schmal sind. Um dann noch ausreichend viele Messwerte zur Rekonstruktion eines CT-Bildes guter Qualität zu erhalten, muss jeder Teilbereich des FOV von Strahlen durchsetzt werden, deren Akquisitionszeiten in unterschiedlichen Perioden liegen. Dies führt bei bekannten Verfahren zu starken Bewegungsartefakten, da in der Regel nicht in jeder Periode der gleiche Objektzustand gefunden wird. Erfindungsgemäß werden die Zeitintervalle in den Perioden dagegen so ausgewählt, dass die oben genannten Zwischenbilder und damit auch die entsprechenden Objektzustände möglichst ähnlich sind. Daher führt das erfindungsgemäße Verfahren

zu rekonstruierten CT-Bildern mit hoher zeitlicher Auflösung und im Vergleich zum Stand der Technik reduzierten Bewegungsartefakten.

- Erfindungsgemäß ist für die Rekonstruktion des CT-Bildes im Schritt 110 jedes
- 5 Rekonstruktionsverfahren anwendbar. Bevorzugt wird eine Art der gefilterten Rückprojektion ausgeführt, die mittels eines Ablaufdiagramms in Fig. 4 dargestellt ist.

- Zur Rekonstruktion werden im Schritt 201 die Messwerte parallel umgruppiert. Durch das parallele Umgruppieren werden die Messwerte so umsortiert und uminterpoliert, als
- 10 wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer ausgedehnten, auf einem Teil einer Helix angeordneten Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren kann) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen und die Rotationsachse 14 enthaltenen „virtuellen Detektor“) gemessen worden.

- 15 Dies wird anhand von Fig. 5 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die helixförmige Trajektorie bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Ein fächerförmiges Strahlenbündel 43, dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltenen Ebene verlaufen, geht von der Strahlenquellenposition S_0 aus. Man kann sich das kegelförmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquelle in
- 20 der Position S_0 emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden und sich in der Strahlenquellenposition S_0 schneiden. Fig. 5 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 43.

- 25 Außerdem sind in Fig. 5 noch weitere Strahlenfächer 41, 42 und 44, 45 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 43 sind und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen S_{-2} , S_{-1} und S_1 , S_2 werden von der Strahlenquelle S eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die Strahlenquellenposition S_0 erreicht hat.

Die Strahlenfächer 41 bis 45 bilden eine Gruppe und definieren ein Strahlenbündel 70 mit einer zeltartigen Form. Eine Gruppe von Strahlenfächern wird Projektion genannt. Für jede Projektion wird nun ein rechteckiger, virtueller Detektor 160 definiert, der in einer Ebene liegt, die die Rotationsachse 14 enthält und senkrecht zu den parallelen

5 Strahlenfächern einer Projektion orientiert ist. Die Eckpunkte des virtuellen Detektors 160 sind die Durchstoßpunkte der Strahlen, die von den äußeren Strahlenquellenpositionen auf den gegenüberliegenden Helixabschnitt treffen, durch diese Ebene. Für das Strahlenbündel 70 in Fig. 5 sind S_{-2} und S_2 die äußeren Strahlenquellenpositionen. Auf dem rechteckigen Detektor 160 werden kartesisch

10 angeordnete Detektorelemente definiert, also Zeilen und Spalten, auf die die Messwerte uminterpoliert werden.

Anschließend werden im Schritt 202 die den einzelnen Strahlen zugeordneten Messwerte mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, der dem Kosinus des

15 Kegelwinkels des jeweiligen Strahles entspricht. Der Kegelwinkel eines Strahles ist der Winkel, den dieser Strahl mit einer Ebene, die senkrecht zur Rotationsachse 14 orientiert ist, einschließt. Wenn der genannte Winkel klein ist, so ist der Kosinus des Winkels im wesentlichen gleich 1, so dass der Schritt 202 entfallen kann.

20 Im Schritt 203 wird auf die Messwerte eine eindimensionale Filterung mit einem rampenförmig mit der Raumfrequenz ansteigenden Übertragungsfaktor angewandt. Dazu werden jeweils aufeinander folgende Werte in Richtung senkrecht zur Rotationsachse 14, also entlang einer Zeile des Detektors 160, herangezogen. Diese Filterung wird entlang jeder Zeile des virtuellen Detektors für alle Gruppen an

25 Strahlenfächern durchgeführt.

In anderen Ausführungsformen könnte auf das parallele Umgruppieren verzichtet werden. Dann ist bekanntlich, da die Detektoreinheit z.B. bogenförmig um die Strahlenquelle oder um die Rotationsachse gekrümmt ist, die Filterung zu modifizieren.

Im Schritt 204 wird ein Voxel $V(\mathbf{x})$ innerhalb des FOV bestimmt. Dann wird im Schritt 205 eine Projektion, also eine Gruppe an Strahlenfächern ausgewählt, die noch nicht zur Rekonstruktion des Voxels $V(\mathbf{x})$ herangezogen worden ist und deren Akquisitionszeitpunkt in einem der oben bestimmten Zeitintervalle liegt. Verläuft kein Strahl der Projektion mittig durch den Voxel $V(\mathbf{x})$, so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittlerer Strahl auf die Detektorfläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl der Projektion zugeordnet werden kann, bzw. der entsprechende durch Interpolation gewonnene Messwert, wird im Schritt 206 auf den Voxel $V(\mathbf{x})$ akkumuliert. Im Schritt 208 wird geprüft, ob alle Projektionen betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, so verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 205. Ansonsten wird im Schritt 208 geprüft, ob alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 204 fortgefahren. Wenn dagegen alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen worden sind, so ist die Absorption im gesamten FOV ermittelt, und das erfindungsgemäße Computertomographie-Verfahren ist im Schritt 111 (siehe Fig. 2) beendet.

Die Schritte 201 bis 203 können bei der Rekonstruktion des CT-Bildes entfallen, wenn die Messwerte bereits bei der Rekonstruktion der Zwischenbilder in den Schritten 105 und 106 entsprechend behandelt worden sind.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist unabhängig davon, ob das gesamte FOV Teilbereiche aufweist, die von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte in unterschiedlichen Perioden liegen, durchsetzt werden, oder ob nur Teile des FOV diese Teilbereiche aufweisen. Der letztere Fall ist in Fig. 6 dargestellt.

In Fig. 6 ist ein Teilbereich 24 des FOV mit Messwerten rekonstruiert worden, deren Akquisitionszeitpunkte in einem Zeitintervall $\Delta t'_1$ der Periode T_1 liegen. Ein benachbarter Teilbereich 26 des FOV ist mit Messwerten rekonstruiert worden, deren

- Akquisitionszeitpunkte in einem Zeitintervall $\Delta t'_2$ in der nachfolgenden Periode T_2 liegen. Zwischen diesen beiden Teilbereichen 24, 26 befindet sich ein Teilbereich 25, der sowohl von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte im Zeitintervall $\Delta t'_1$ liegen, als auch von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte im Zeitintervall $\Delta t'_2$ liegen, durchsetzt
- 5 ist. Um Bewegungsartefakte in dem Teilbereich 25 zu minimieren, wird das Zeitintervall $\Delta t'_2$, wie oben im Zusammenhang mit den Schritten 106 bis 108 beschrieben, verändert, so dass das Ähnlichkeitsmaß angewendet auf Zwischenbilder des Teilbereichs 25, die jeweils ausschließlich mit Messwerten aus entweder dem Zeitintervall $\Delta t'_1$ oder dem Zeitintervall $\Delta t'_2$ rekonstruiert worden sind, einen
- 10 minimierten Ähnlichkeitswert liefert. Damit sind die Zwischenbilder sehr ähnlich, was zu einer Reduzierung der Bewegungsartefakte in dem zu rekonstruierenden CT-Bild des gesamten FOV führt.

BEZUGSZEICHENLISTE

| | | |
|----|--|--|
| | h | Abstand benachbarter Windungen einer helixförmigen Trajektorie |
| 5 | S | Strahlenquelle |
| | $S_2 \dots S_2$ | Strahlenquellenpositionen |
| | $T_1 \dots T_7$ | Perioden |
| 10 | α_{\max} | Öffnungswinkel |
| | $\Delta t_1 \dots \Delta t_7 ;$ $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$ | Zeitintervalle |
| 15 | 1 | Gantry |
| | 2, 5 | Motor |
| 20 | 3 | Kollimatoranordnung |
| | 4 | Strahlenbündel |
| | 7 | Steuereinheit |
| 25 | 8 | Elektrokardiograph |
| | 10 | Rekonstruktionseinheit |
| 30 | 11 | Monitor |
| | 13 | Untersuchungsbereich |
| | 14 | Rotationsachse |
| 35 | 16 | Detektoreinheit |
| | 17 | helixförmige Trajektorie |
| 40 | 21 | Elektrokardiogramm |
| | 22 | Wichtungsfunktion |
| 45 | 23 ... 26 | Teilbereich des FOV |

| | | |
|---|---------|---------------------|
| | 27 | R-Peak |
| | 41...45 | Strahlenfächer |
| 5 | 70 | Strahlenbündel |
| | 160 | virtueller Detektor |

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:
 - f) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
 - g) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem
5 Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
 - h) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, mit einer Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung, wobei jedem Messwert und dem den jeweiligen Messwert verursachenden Strahl ein Akquisitionszeitpunkt zugeordnet ist,
 - 10 i) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21) mit einer Bewegungserfassungseinrichtung (8) und Ermitteln von Perioden ($T_1 \dots T_7$) der periodischen Bewegung mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals (21),
 - j) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Objekts aus den Messwerten, wobei nur Messwerte verwendet werden, deren Akquisitionszeitpunkte
15 innerhalb der Perioden ($T_1 \dots T_7$) in Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) liegen, die so bestimmt werden, dass ein Ähnlichkeitsmaß angewandt auf Zwischenbilder eines selben Teilbereichs (23; 25) des Objekts minimiert ist, wobei unterschiedliche Zwischenbilder mit Messwerten aus Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) aus unterschiedlichen Perioden ($T_1 \dots T_7$) rekonstruiert werden.

2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt e) initial jeweils ein Zeitintervall ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7; \Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) mit einer vorgebbaren Intervallbreite an einer vorgebbaren Intervallposition in jeder Periode ($T_1 \dots T_7$) angeordnet wird, dass jede Periode ($T_1 \dots T_7$) mit einer zeitlich unmittelbar vorangehenden Periode und einer zeitlich unmittelbar nachfolgenden Periode jeweils ein Periodenpaar bildet und dass für jedes Periodenpaar folgende Schritte durchgeführt werden:
- i) Ermitteln eines Teilbereichs (23; 25) des Objekts, der sowohl von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte im Zeitintervall ($\Delta t_1; \Delta t'_1$) der einen Periode (T_1) liegen, als auch von Strahlen, deren Akquisitionszeitpunkte im Zeitintervall ($\Delta t_2; \Delta t'_2$) der anderen Periode (T_2) liegen, durchsetzt wird,
 - ii) Erzeugen eines ersten Zwischenbildes durch Rekonstruieren des Teilbereichs (23; 25) ausschließlich mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall ($\Delta t_1; \Delta t'_1$) der einen Periode (T_1) liegen,
 - iii) Erzeugen eines weiteren Zwischenbildes durch Rekonstruieren des Teilbereichs (23; 25) ausschließlich mit Messwerten, deren Akquisitionszeitpunkte in dem Zeitintervall ($\Delta t_2; \Delta t'_2$) der anderen Periode (T_2) liegen,
 - iv) Ermitteln eines Ähnlichkeitswertes durch Anwenden eines Ähnlichkeitsmaßes auf das erste und das weitere Zwischenbild,
 - v) Verändern der Intervallbreite und/oder der Intervallposition des Zeitintervalls ($\Delta t_2; \Delta t'_2$) der anderen Periode (T_2) und wiederholen der Schritte iii) bis v), bis ein vom Ähnlichkeitswert abhängendes Abbruchkriterium erfüllt ist.

3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zeitliche aufeinanderfolgende Periodenpaare der Reihe nach gemäß den Schritten i) bis v) berücksichtigt werden.
- 5
4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Abbruchkriterium im Schritt v) zu einem Abbruch führt, wenn der Ähnlichkeitswert einen vorgegebenen Ähnlichkeitsschwellwert unterschreitet.
- 10
5. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Anwenden des Ähnlichkeitsmaßes auf zwei Zwischenbilder desselben Teilbereichs (23; 25) folgende Schritte aufweist:
- Einteilen des Teilbereichs (23; 25) in mehrere Unterteilbereiche (Voxel),
 - 15 - Subtrahieren eines Bildwerts eines Unterteilbereichs aus dem einem Zwischenbild von einem Bildwert desselben Unterteilbereichs aus dem anderen Zwischenbild für jeden Unterteilbereich unter Bildung jeweils einer absoluten Differenz,
 - 20 - Summieren der absoluten Differenzen, wobei die resultierende Summe der Ähnlichkeitswert des Ähnlichkeitsmaßes ist.
6. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Messwerte, deren Akquisitionszeitpunkte in einem Zeitintervall ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) liegen, vor der Rekonstruktion der Zwischenbilder und des
- 25 Computertomographie-Bildes gewichtet werden, insbesondere mit einem umso kleinerem Gewicht je weiter der Akquisitionszeitpunkt eines Messwertes von einer Mitte eines Zeitintervalls ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) entfernt ist.

7. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion der Zwischenbilder und/oder des Computertomographie-Bildes mit einer gefilterten Rückprojektion erfolgt.
- 5 8. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Zwischenbilder mit einer geringeren räumlichen Auflösung rekonstruiert werden als das Computertomographie-Bild.
9. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das
10 erfasste Bewegungssignal (21) ein Elektrokardiogramm (21) ist.
10. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass eine
im Schritt d) erfasste Periode dem Zeitabstand zwischen zwei benachbarten R-Peaks
(27) des Elektrokardiogramms (21) entspricht.
- 15 11. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit
- einer Strahlenquelle (S) zum Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4),
 - einer Antriebsanordnung (2, 5) zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der
20 Strahlenquelle (S) einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
 - einer Detektoreinheit (16) zum Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, während der Relativbewegung, wobei jedem Messwert und dem den jeweiligen Messwert verursachenden Strahl eine Akquisitionszeitpunkt zugeordnet ist,
 - 25 - einer Bewegungserfassungseinrichtung (8), insbesondere einem Elektrokardiographen (8), zum Erfassen von Perioden ($T_1 \dots T_7$) der periodischen Bewegung mit Hilfe eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21),
- 30

- einer Rekonstruktionseinheit (10) zum Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Objekts aus den Messwerten,
 - einer Steuereinheit (7) zum Steuern der Strahlenquelle (S), der Antriebsanordnung (2, 5), der Detektoreinheit (16), der Bewegungserfassungseinrichtung (8) und der Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den folgenden Schritten:
- a) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit der Strahlenquelle (S),
 - 10 b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
 - c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, mit der Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung, wobei jedem Messwert und dem den jeweiligen Messwert verursachenden Strahl ein Akquisitionszeitpunkt zugeordnet ist,
 - 15 d) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21) mit der Bewegungserfassungseinrichtung (8) und Ermitteln von Perioden ($T_1 \dots T_7$) der periodischen Bewegung mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals (21),
 - e) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Objekts aus den
 - 20 Messwerten, wobei nur Messwerte verwendet werden, deren Akquisitionszeitpunkte innerhalb der Perioden ($T_1 \dots T_7$) in Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) liegen, die so bestimmt werden, dass ein Ähnlichkeitsmaß angewandt auf Zwischenbilder eines selben Teilbereichs (23; 25) des Objekts minimiert ist, wobei unterschiedliche Zwischenbilder mit Messwerten aus Zeitintervallen ($\Delta t_1 \dots \Delta t_7$; $\Delta t'_1 \dots \Delta t'_7$) aus
 - 25 unterschiedlichen Perioden ($T_1 \dots T_7$) rekonstruiert werden.

12. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Antriebsordnung (2, 5), einer Detektoreinheit (16), einer Bewegungserfassungseinrichtung (8) und einer Rekonstruktionseinheit (10) eines
- 5 Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1.

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographie-Verfahren für sich periodisch bewegende Objekte

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein Herz, von einem Strahlenbündel durchstrahlt wird. Dabei werden Zwischenbilder ein und desselben Teilbereichs des Objekts mit Messwerten aus Zeitintervallen aus unterschiedlichen Perioden rekonstruiert. Das heißt, jedem Zwischenbild kann jeweils genau eine Periode zugeordnet werden. Die Zeitintervalle in den einzelnen Perioden werden so angepasst, dass nach einer Rekonstruktion der Zwischenbilder mit Messwerten, die in den angepassten Zeitintervallen liegen, ein Ähnlichkeitsmaß angewandt auf die Zwischenbilder desselben Teilbereichs minimiert ist. Dieses Verfahren kann auf einen, mehrere oder alle Teilbereiche des Objekts, die mit Messwerten aus Zeitintervallen aus unterschiedlichen Perioden rekonstruierbar sind, angewendet werden. Schließlich wird ein Computertomographie-Bild rekonstruiert, wobei ausschließlich Messwerte aus den angepassten Zeitintervallen verwendet werden.

Fig. 3

Fig. 2

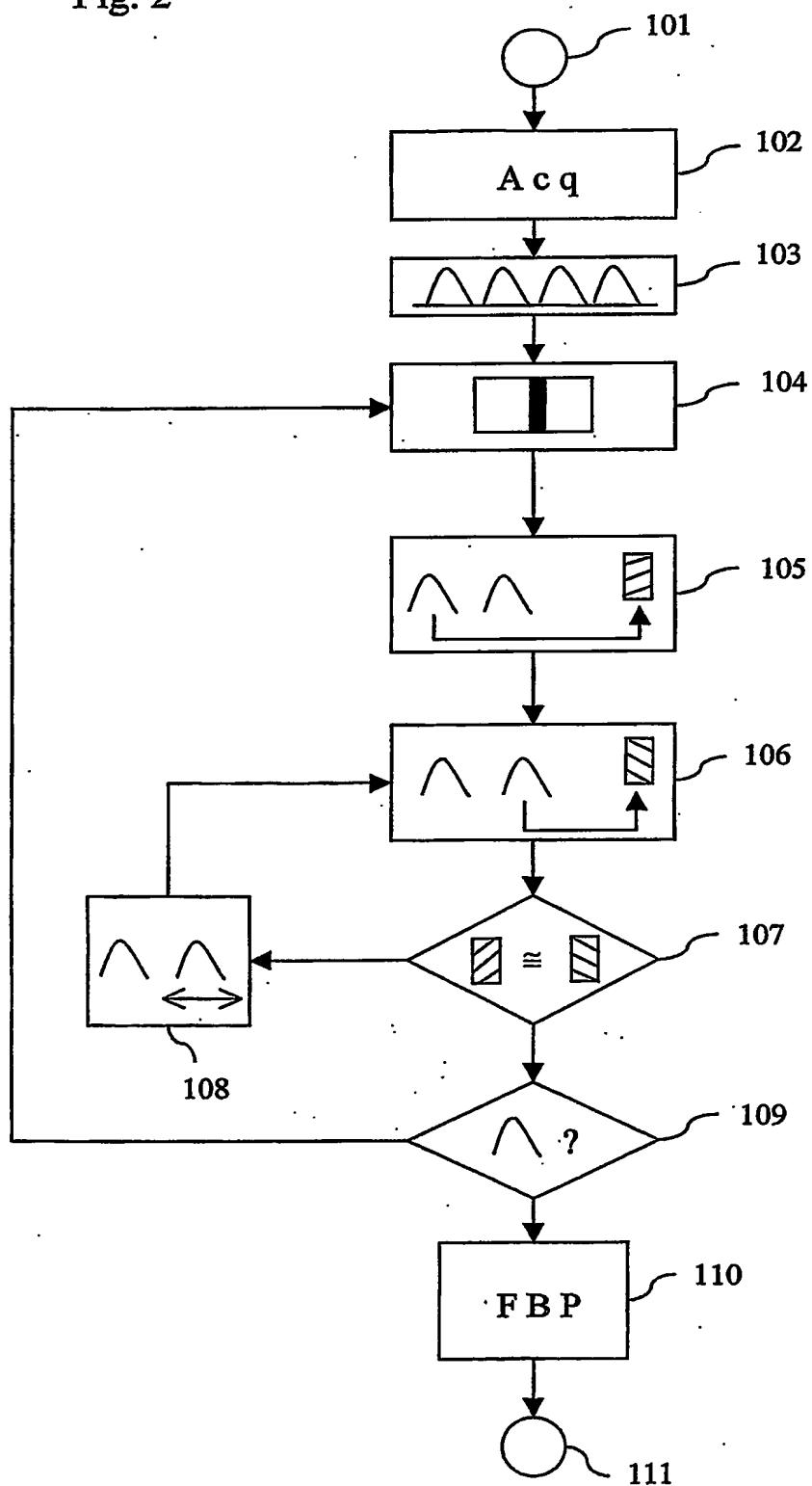


Fig. 3

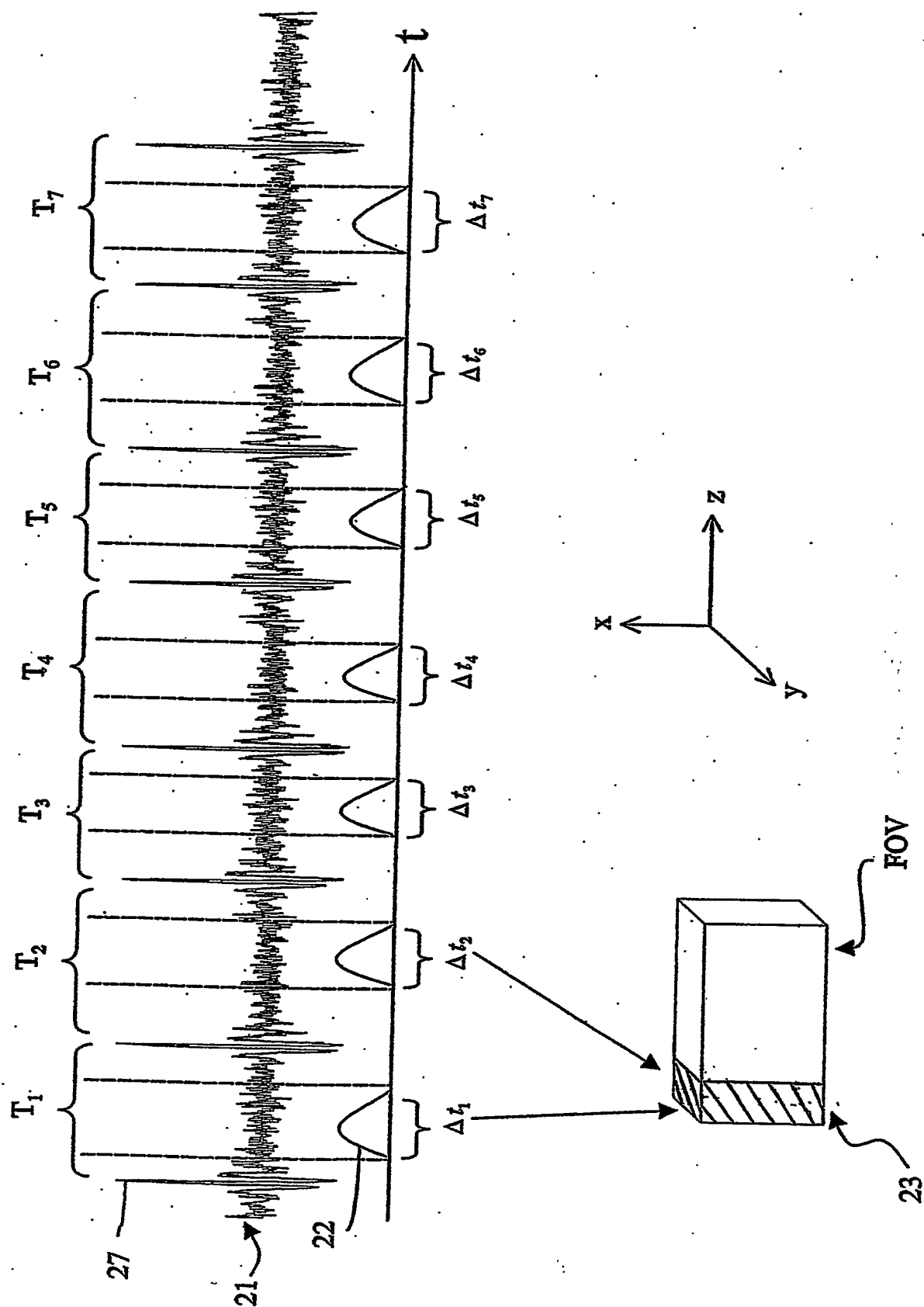


Fig. 4

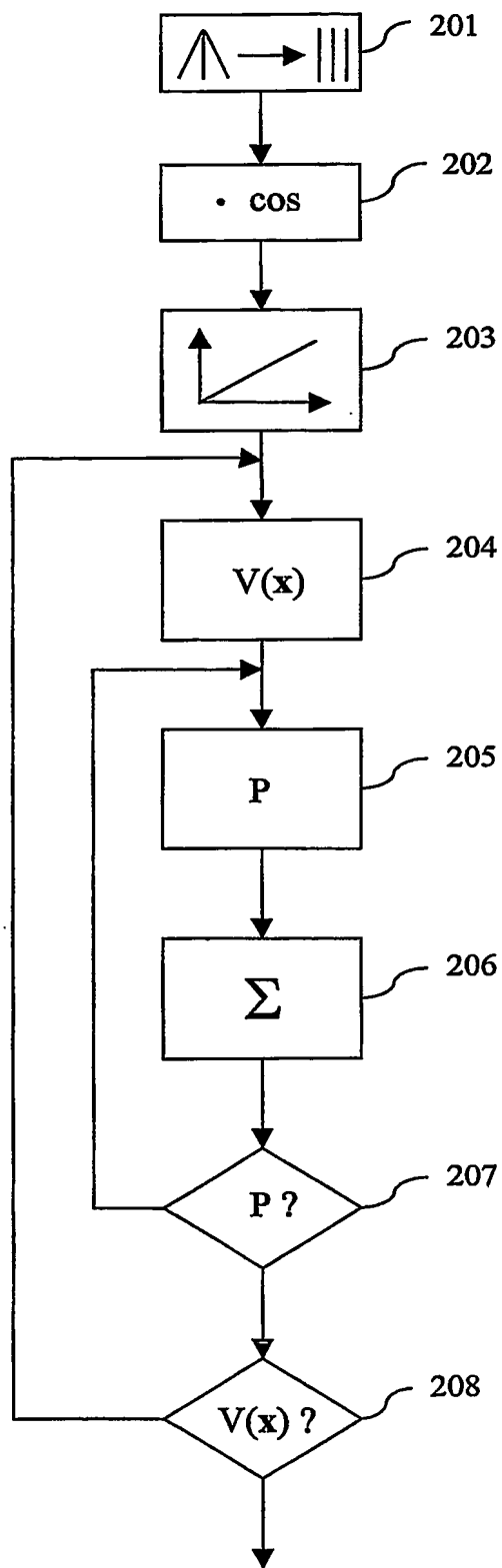


Fig. 5

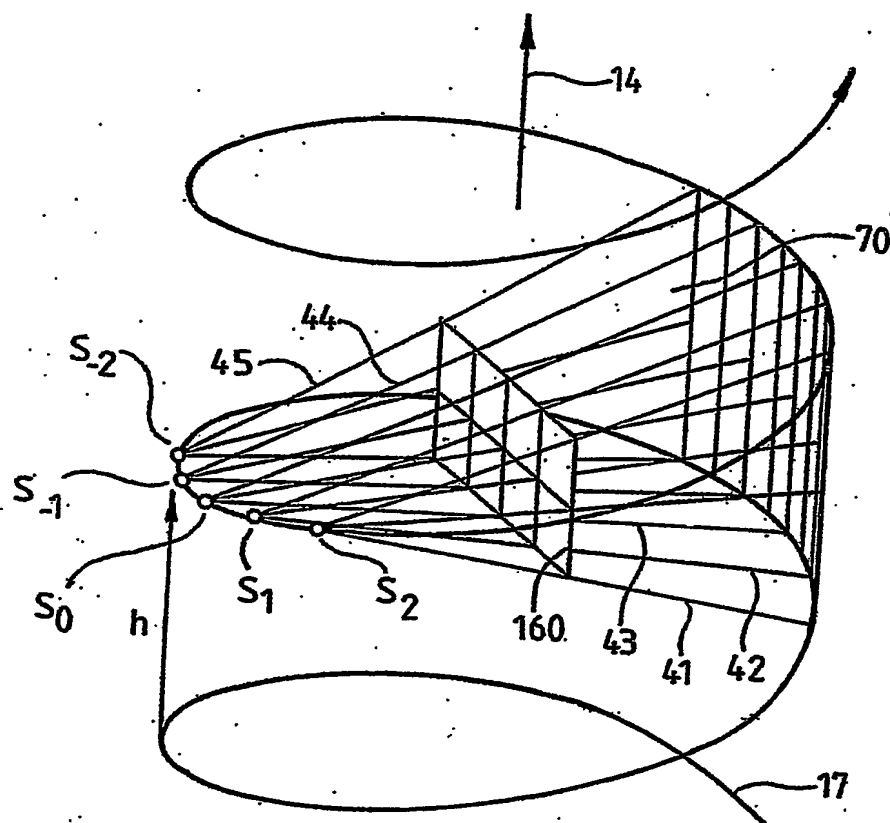
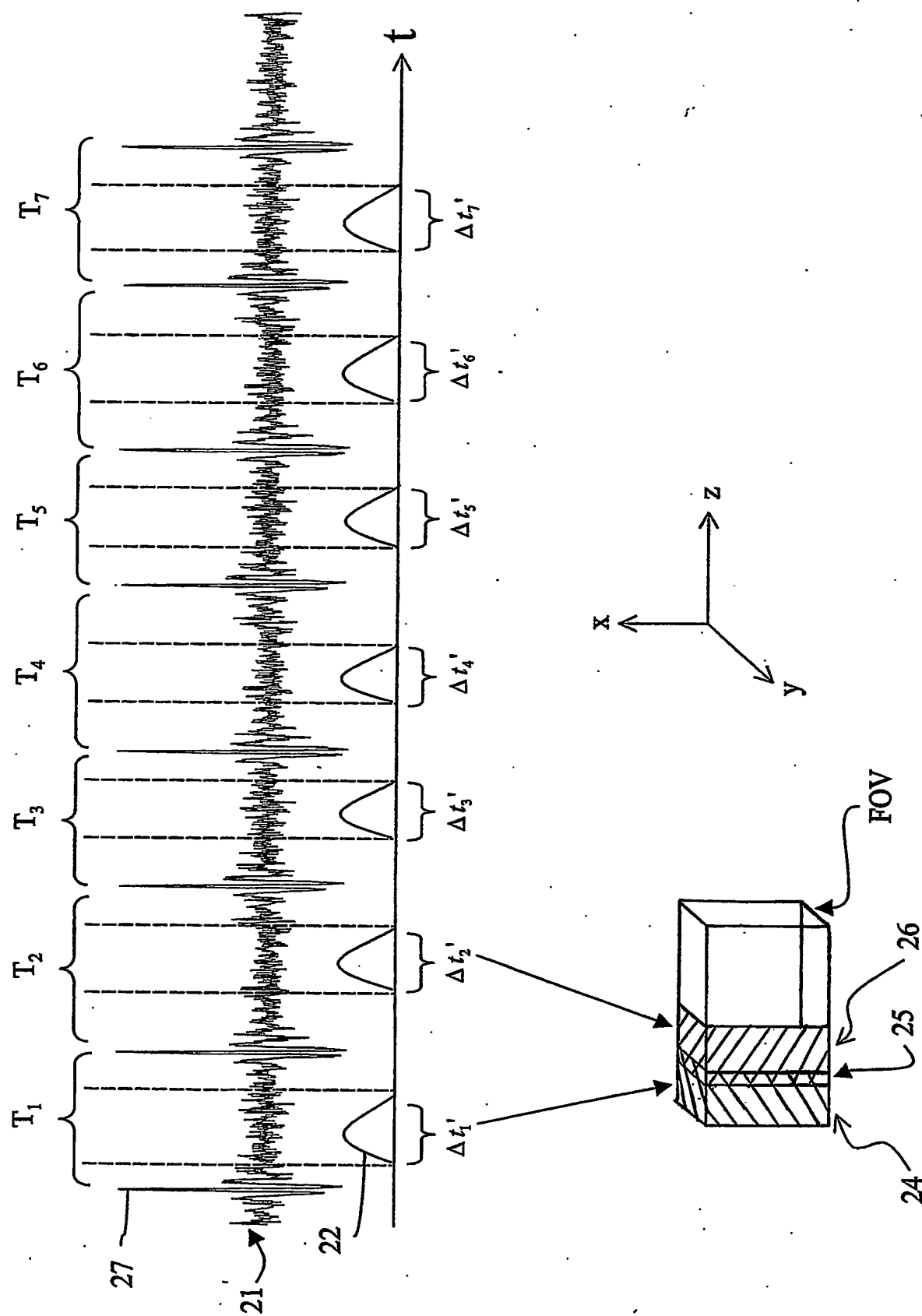


Fig. 6



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.